

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平11-9562

(43)公開日 平成11年(1999)1月19日

(51) Int.Cl.<sup>8</sup>

識別記号

FI

A 6 1 B 5/022

5/0245

A 6 1 B 5/02

**3 3 3 B**

310K

審査請求 未請求 請求項の数 1 OL (全 11 頁)

(21)出願番号 特願平9-165621

(22) 出願日 平成9年(1997)6月23日

(71)出願人 390014362

日本コーリン株式会社

愛知県小牧市林2007番 1

(72) 發明者 岡 享

愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株  
式会社内

(72)発明者 高屋 正美

愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株式会社内

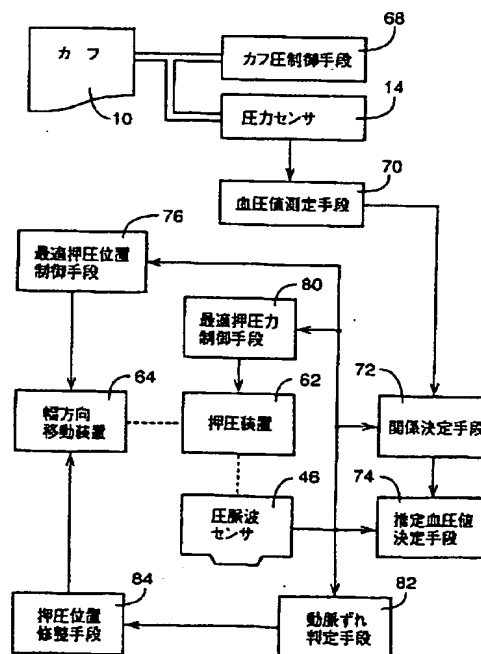
(74)代理人 弁理士 池田 治幸 (外2名)

(54) 【発明の名称】 血管追跡型連続血圧監視装置

(57) 【要約】

【目的】 連続血圧監視中に圧脈波センサにより押圧されている動脈がずれても速やかに動脈のずれが解消されて連続血圧監視が継続される血管追跡型連続血圧監視装置を提供する。

【構成】 推定血圧を用いた連続的な血圧監視中において、動脈ずれ判定手段８２により橈骨動脈５６の脈波センサ４６の押圧面５４に対するずれが判定された場合には、押圧位置修正手段８４によって、最適押圧力制御手段８０により圧脈波センサ４６の押圧力が最適押圧力に維持されたままの状態での脈波センサ４６の位置ずれが減少するように幅方向移動装置６４にその脈波センサ４６が移動させられる。このため、最適押圧位置確認作動や最適押圧力決定作動が起動させられることなく、橈骨動脈５６の圧脈波センサ４６の押圧面５４の基準位置たとえば中心位置圧力検出素子に対する位置ずれが解消されるので、速やかに血圧監視が継続される。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体の動脈から発生する圧脈波を検出するために該動脈の幅方向に配列された複数の圧力検出素子を押圧面に有する圧脈波センサと、該圧脈波センサを該動脈に向かって押圧する押圧装置と、該圧脈波センサが押圧される押圧位置を該動脈の幅方向に変更するために該圧脈波センサを該幅方向に移動させる幅方向移動装置と、前記圧脈波センサにより検出された圧脈波に基づいて該圧脈波センサを前記幅方向移動装置により前記動脈の直上位置に位置させる最適押圧位置制御手段と、前記動脈の血管壁の一部が略平坦となるように予め決定した最適押圧力で前記押圧装置により前記圧脈波センサを押圧させ且つその最適押圧力を維持させる最適押圧力制御手段と、予め設定された関係から前記圧脈波センサの圧力検出素子により検出された圧脈波の大きさに基づいて該生体の推定血圧値を逐次決定する推定血圧値決定手段とを備え、該推定血圧値によって前記生体の血圧値を連続的に監視する連続血圧監視装置であって、前記最適押圧力制御手段により前記圧脈波センサの押圧力が前記最適押圧力に維持され且つ前記推定血圧値決定手段により前記生体の推定血圧値が決定されている状態で、前記動脈の該脈波センサの押圧面に対する位置ずれを判定する動脈ずれ判定手段と、該動脈ずれ判定手段により前記動脈の前記脈波センサの押圧面に対するずれが判定された場合には、前記最適押圧力制御手段により前記圧脈波センサの押圧力が前記最適押圧力に維持されたままの状態の前記動脈の位置ずれが減少するように前記幅方向移動装置に該脈波センサを移動させる押圧位置修正手段とを、含むことを特徴とする血管追跡型連続血圧監視装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、生体の血圧値を連続的に監視している状態で、圧脈波センサにより押圧されている動脈がずれて移動した場合にはその動脈を追跡して押圧する形式の連続血圧監視装置に関するものである。

## 【0002】

【従来の技術】 生体の動脈から発生する圧脈波を検出するためにその動脈の幅方向に配列された複数の圧力検出素子を押圧面に有する圧脈波センサと、その圧脈波センサをその動脈に向かって押圧する押圧装置と、その圧脈波センサが押圧される押圧位置を上記動脈の幅方向に変更するために上記圧脈波センサを幅方向に移動させる幅方向移動装置と、前記圧脈波センサにより検出された圧脈波に基づいて該圧脈波センサを前記幅方向移動装置により前記動脈の直上位置に位置させる最適押圧位置制御手段と、前記押圧装置により前記動脈の血管壁の一部が略平坦となる最適押圧力で前記圧脈波センサを押圧させ且つその最適押圧力を維持させる最適押圧力制御手段と、予め設定された関係から前記圧脈波センサの圧力検

出素子により検出された圧脈波の大きさに基づいてその生体の推定血圧値を逐次決定する推定血圧値決定手段とを備え、その推定血圧値によって前記生体の血圧値を連続的に監視する連続血圧監視装置が知られている。たとえば、特開平8-187230号公報などに記載された連続血圧監視装置がそれである。

## 【0003】

【発明が解決しようとする課題】 ところで、圧脈波センサの押圧によって生体の内側へ向かって押し込まれる動脈は、体動などに関連して圧脈波センサの押圧面が傾斜したりすることによりその押圧面の外側へ移動し易いことから、体動や圧脈波センサへの接触により、連続血圧監視中において上記動脈が圧脈波センサの押圧面に対して急にずれる場合がある。このため、従来の連続血圧監視装置では、最適押圧位置確認作動や最適押圧力決定作動が起動させられることにより、圧脈波センサの押圧を停止して生体の皮膚から離隔させた後、圧脈波センサを血管の移動側へ僅かに移動させて再び押圧させることにより、最適押圧位置の確認や最適押圧位置の決定が行われていた。このため、それら最適押圧位置の確認作動や最適押圧力決定作動が行われる期間内には上記連続血圧監視が中断されるという不都合があった。

【0004】 本発明は以上の事情を背景として為されたものであって、その目的とするところは、連続血圧監視中に圧脈波センサにより押圧されている動脈がずれても速やかに動脈のずれが解消されて連続血圧監視が継続される血管追跡型連続血圧監視装置を提供することにある。

## 【0005】

【課題を解決するための手段】 かかる目的を達成するための本発明の要旨とするところは、生体の動脈から発生する圧脈波を検出するためにその動脈の幅方向に配列された複数の圧力検出素子を押圧面に有する圧脈波センサと、その圧脈波センサをその動脈に向かって押圧する押圧装置と、その圧脈波センサが押圧される押圧位置をその動脈の幅方向に変更するためにその圧脈波センサをその幅方向に移動させる幅方向移動装置と、前記圧脈波センサにより検出された圧脈波に基づいてその圧脈波センサを前記幅方向移動装置により前記動脈の直上位置に位置させる最適押圧位置制御手段と、前記動脈の血管壁の一部が略平坦となるように予め設定した最適押圧力で前記押圧装置により前記圧脈波センサを押圧させ且つその最適押圧力を維持させる最適押圧力制御手段と、予め設定された関係から前記圧脈波センサの圧力検出素子により検出された圧脈波の大きさに基づいてその生体の推定血圧値を逐次決定する推定血圧値決定手段とを備え、その推定血圧値によって前記生体の血圧値を連続的に監視する連続血圧監視装置であって、(a) 前記最適押圧力制御手段により前記圧脈波センサの押圧力が前記最適押圧力に維持され且つ前記推定血圧値決定手段により前記生

体の推定血圧値が逐次決定されている状態で前記動脈の前記圧脈波センサの押圧面の基準位置に対する位置ずれを判定する動脈ずれ判定手段と、(b) その動脈ずれ判定手段により前記動脈の前記圧脈波センサの押圧面に対するずれが判定された場合には、前記最適押圧力制御手段により前記圧脈波センサの押圧力が前記最適押圧力に維持されたままの状態の前記動脈の位置ずれが減少するように前記幅方向移動装置に該脈波センサを移動させる押圧位置修正手段とを、含むことにある。

【0006】

【発明の効果】このようにすれば、推定血圧による連続的な血圧監視中において、動脈ずれ判定手段により前記動脈の前記圧脈波センサの押圧面に対するずれが判定された場合には、押圧位置修正手段によって、前記最適押圧力制御手段により前記圧脈波センサの押圧力が前記最適押圧力に維持されたままの状態その脈波センサの位置ずれが減少するように前記幅方向移動装置により、その脈波センサが移動させられる。したがって、最適押圧位置確認作動や最適押圧力決定作動が起動させられることなく、前記動脈の圧脈波センサの押圧面の基準位置に対する位置ずれが解消されるので、速やかに血圧監視が継続される。

【0007】

【発明の他の態様】ここで、好適には、前記推定血圧値決定手段は、カフを用いて測定した基準血圧測定値と前記圧脈波センサの押圧面において配列された複数の圧力検出素子のうち、最適押圧力よりも低い比較的低い押圧力において最大脈波振幅を出力する中心位置圧力検出素子により検出された圧脈波の大きさとの予め求められた関係から、その中心位置圧力検出素子から出力された圧脈波の大きさに基づいて前記生体の推定血圧値を逐次決定するものである。

【0008】また、好適には、前記動脈ずれ判定手段は、前記最適押圧力制御手段により前記圧脈波センサの押圧力が前記最適押圧力に維持され且つ前記推定血圧値決定手段により前記生体の推定血圧値が決定されている状態で、前記圧脈波センサの複数の圧力検出素子により検出された圧脈波に基づいて、その圧脈波の振幅を示す振幅軸と上記圧力検出素子の位置を示す位置軸との二次元座標においてその圧脈波の振幅と圧力検出素子の位置との関係を示す、押圧面における振幅分布曲線すなわちトノグラムを求め、その振幅分布曲線の予め設定された中心線を中心とする対称性に基づいて前記動脈のその押圧面の基準位置に対する位置ずれを判定するものである。

【0009】また、好適には、前記動脈ずれ判定手段は、前記振幅分布曲線のうち、前記中心線を挟む両側の所定区間の一方の面積のそれぞれの変化状態、たとえば前記最適押圧力制御手段により前記押圧装置により前記最適押圧力で前記圧脈波センサが押圧されたときの振幅分布曲線における前記中心線を挟む両側の所定区間の一

対の面積 $S_1$ 、および $S_2$ の差、或いはそれら一方の面積 $S_1$ 、および $S_2$ の変化割合 $\Delta S_1/S_1$ 、および $\Delta S_2/S_2$ の差、或いは実際の振幅分布曲線における前記中心線を挟む両側の所定区間の面積増加分 $\Delta S_1$ 、および $\Delta S_2$ の比に基づいて動脈のずれを判定するものである。

【0010】

【実施例】以下、本発明の一実施例を図面に基づいて詳細に説明する。

【0011】図1は、本発明の連続血圧監視装置の一構成例を示す図であって、たとえば手術中や手術後の患者の容態や、運動負荷試験中の生体などを監視するために用いられる。図において、10はゴム製袋を布製帯状袋内に有するカフであって、たとえば患者の上腕部12に巻回された状態で装着される。カフ10には、圧力センサ14、排気制御弁16、および空気ポンプ18が配管20を介してそれぞれ接続されている。排気制御弁16は、カフ10内への圧力の供給を許容する圧力供給状態、カフ10内を徐々に排圧する徐速排圧状態、およびカフ10内を急速に排圧する急速排圧状態の3つの状態に切り換えられるように構成されている。

【0012】圧力センサ14は、カフ10内の圧力を検出してその圧力を表す圧力信号SPを静圧弁別回路22および脈波弁別回路24にそれぞれ供給する。静圧弁別回路22はローパスフィルタを備えており、圧力信号SPに含まれる定常的な圧力を表すカフ圧信号SKを弁別してそのカフ圧信号SKをA/D変換器26を介して演算制御装置28へ供給する。脈波弁別回路24はバンドパスフィルタを備えており、圧力信号SPの振動成分である脈波信号SM<sub>1</sub>を弁別してその脈波信号SM<sub>1</sub>をA/D変換器30を介して演算制御装置28へ供給する。この脈波信号SM<sub>1</sub>が表すカフ脈波は、患者の心拍に同期して図示しない上腕動脈から発生してカフ10に伝達される圧力振動波であり、上記脈波弁別回路24はカフ脈波検出手段として機能している。

【0013】上記演算制御装置28は、CPU29、ROM31、RAM33、および図示しないI/Oポート等を備えた所謂マイクロコンピュータにて構成されており、CPU29は、ROM31に予め記憶されたプログラムに従ってRAM33の記憶機能を利用しつつ信号処理を実行することにより、I/Oポートから駆動信号を出力して図示しない駆動回路を介して排気制御弁16および空気ポンプ18を制御する。カフ10を用いた血圧測定に際しては、たとえばカフ10内の圧力を所定の目標圧力まで急速昇圧させた後に3mmHg/sec程度の速度で徐速降圧させ、その徐速降圧過程で逐次採取される脈波信号SM<sub>1</sub>が表す脈波の変化に基づいてオシロメトリック法により最高血圧値および最低血圧値などの血圧値を決定し、その決定した血圧値を表示器32に表示させる。

【0014】圧脈波検出ブローブ34は、図2に詳しく

示すように、容器状を成すセンサハウジング36を収容するケース37と、このセンサハウジング36を撓骨動脈56の幅方向に移動させるためにそのセンサハウジング36に螺合され且つケース37の駆動部39内に設けられた図示しないモータによって回転駆動されるねじ軸41とを備えている。上記ケース37には装着バンド40が取り付けられており、上記容器状を成すセンサハウジング36の開口端が人体の体表面38に対向する状態で装着バンド40によりカフ10が巻回されていない側たとえば左側の手首42に着脱可能に取り付けられるようになっている。上記センサハウジング36の内部には、ダイヤフラム44を介して圧脈波センサ46が相対移動可能かつセンサハウジング36の開口端からの突出し可能に設けられており、これらセンサハウジング36およびダイヤフラム44等によって圧力室48が形成されている。この圧力室48内には、空気ポンプ50から調圧弁52を経て圧力空気が供給されるようになっており、これにより、圧脈波センサ46は圧力室48内の圧力に応じた押圧力で前記体表面38に押圧される。なお、本実施例では、圧脈波センサ46の押圧力は圧力室48内の圧力（単位：mmHg）で示される。

【0015】上記センサハウジング36およびダイヤフラム44は、圧脈波センサ46を撓骨動脈56に向かって押圧する押圧装置62を構成しており、上記ねじ軸41および図示しないモータは、圧脈波センサ46が押圧される押圧位置をその撓骨動脈56の幅方向に移動させて変更する押圧位置変更装置すなわち幅方向移動装置64を構成している。

【0016】上記圧脈波センサ46は、たとえば、単結晶シリコン等から成る半導体チップから成る押圧面54に多数の半導体感圧素子（図示せず）が撓骨動脈56の幅方向すなわちねじ軸41と平行な圧脈波センサ46の移動方向に0.2mm程度の一定の間隔で配列されて構成されており、手首42の体表面38の撓骨動脈56上に押圧されることにより、撓骨動脈56から発生して体表面38に伝達される圧力振動波すなわち圧脈波を検出し、その圧脈波を表す圧脈波信号SM<sub>i</sub>をA/D変換器58を介して演算制御装置28へ供給する。図3は、圧脈波センサ46により検出された圧脈波SM<sub>i</sub>の一例を示している。

【0017】演算制御装置28のCPU29は、ROM31に予め記憶されたプログラムに従ってRAM33の記憶機能を利用しつつ信号処理を実行し、空気ポンプ50および調圧弁52へ図示しない駆動回路を介して駆動信号を出力して圧力室48内の圧力を調節する。演算制御装置28は、たとえば連続血圧監視に際しては、圧力室48内の徐速圧力変化過程で逐次得られる圧脈波に基づいて撓骨動脈56の血管壁の一部を略平坦とするための圧脈波センサ46の最適押圧力P<sub>opt</sub>を決定し、その最適押圧力P<sub>opt</sub>を維持するように調圧弁52を制御す

る。また、演算制御装置28は、カフ10を用いて測定された最高血圧値BP<sub>sys</sub>、および最低血圧値BP<sub>dia</sub>と、上記最適押圧力P<sub>opt</sub>が維持された状態で圧脈波センサ46の半導体感圧素子のうちの撓骨動脈56の真上に位置する中心位置圧力検出素子（アクティブエレメント）により検出された圧脈波の最高値P<sub>max</sub>および最低値P<sub>min</sub>とに基づいて測定された血圧値BPと圧脈波の大きさP<sub>m</sub>（絶対値）との間の対応関係を求め、この対応関係から、圧脈波センサ46により逐次検出される圧脈波の大きさP<sub>m</sub>（mmHg）すなわち最高値（上ピーク値）P<sub>max</sub>および最低値（下ピーク値）P<sub>min</sub>に基づいて最高血圧値MBP<sub>sys</sub>、および最低血圧値MBP<sub>dia</sub>（推定血圧値すなわち監視血圧値）を逐次決定し、表示器32においてその決定した最高血圧値MBP<sub>sys</sub>、および最低血圧値MBP<sub>dia</sub>を1拍毎に数値表示させ、推定血圧値MBPを示す波形を連続的に表示させる。

【0018】上記対応関係は、たとえば図4に示すものであり、数式1により表される。この数式1において、Aは傾きを示す定数、Bは切片を示す定数である。

【0019】

【数1】 $MBP = A \cdot P_m + B$

【0020】図5は、上記のように構成された連続血圧監視装置における演算制御装置28の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。図において、血圧測定に際してカフ圧制御手段68により変化させられるカフ10の圧迫圧力が圧力センサ14により検出される。血圧値測定手段70は、カフ10による圧迫圧力を2～3mmHg/sec程度の速度で徐々に変化させる過程で得られた脈拍同期信号、たとえば脈波振幅に基づきオシロメトリック法に従って生体の最高血圧値BP<sub>sys</sub>、平均血圧値BP<sub>mean</sub>、および最低血圧値BP<sub>dia</sub>（基準血圧値）を測定する。

【0021】関係決定手段72は、圧脈波センサ46の押圧面54に配列された複数の圧力検出素子のうち中心位置圧力検出素子（アクティブエレメント）により検出される圧脈波の大きさP<sub>m</sub>と血圧値測定手段70により測定された血圧値BPとの間の対応関係をたとえば図4に示すように予め決定する。推定血圧値決定手段74は、その対応関係から、圧脈波センサ46の押圧面54に配列された複数の圧力検出素子のうちたとえば上記中心位置圧力検出素子により検出される圧脈波の大きさに基づいて生体の推定血圧値MBPを連続的に決定する。

【0022】最適押圧位置制御手段76は、圧脈波センサ46の撓骨動脈56に対する位置が大ききずれ、押圧面54に配列された圧力検出素子のうちの最大振幅を検出するものが配列位置のうちの端部に位置するものとなった場合などの所定の押圧位置更新条件（APS起動条件）が成立した場合には、押圧装置62により圧脈波センサ46を、最適押圧力よりも十分に低く予め設定された比較的小さな第1押圧値P<sub>1</sub>で押圧させ、その状態で

その圧脈波センサ46の各圧力検出素子のうち最大脈波振幅を示すものが、その圧力検出素子の配列方向において予め設定された中央部に位置するか否かを判断する。その判断が否定される場合すなわちその中央部に位置しない場合には圧脈波センサ46を体表面38から一旦隔離させるとともに圧脈波センサ46を移動させた後、再び上記の作動および判断を実行する。しかし、上記の判断が肯定した場合すなわち圧脈波センサ46の各圧力検出素子のうち最大脈波振幅を示すものがその圧力検出素子の配列方向において予め設定された中央部に位置する場合は最適押圧位置が得られた状態であるので、上記最大脈波振幅を出力する圧力検出素子を中央位置圧力検出素子（アクティブエレメント）として設定し且つ記憶するとともに、最適押圧力制御手段80の作動を許容する。

【0023】最適押圧力制御手段80は、最適押圧位置制御手段76により最適押圧位置に位置させられた圧脈波センサ46の押圧力を連続的に変化させ、その変化過程で得た圧脈波に基づいて最適押圧力を決定し、圧脈波センサ46を最適押圧力 $P_{opt}$ にて押圧させる。最適押圧力 $P_{opt}$ とは、たとえば図6に示すように、上記押圧力連続増加過程で圧脈波センサ46のアクティブエレメントから得られた脈波振幅の最大値を中心とする所定範囲内の押圧値、および／またはその押圧力変化過程で得た圧脈波信号 $SM_2$ の下ピーク値 $S_{min}$ と圧脈波センサ46の押圧力とを示す二次元図表においてその下ピーク値 $S_{min}$ を結ぶ曲線（図6の破線）に形成される平坦部の中央を中心とする所定範囲内の押圧値である。

【0024】動脈ずれ判定手段82は、前記最適押圧力制御手段80により圧脈波センサ46の押圧力が前記最適押圧力に維持され且つ前記推定血圧値決定手段74により前記生体の推定血圧値が逐次決定されている状態で、前記橈骨動脈56の圧脈波センサ46の押圧面54の基準位置たとえば中央位置に対する位置ずれを判定する。すなわち、上記動脈ずれ判定手段82は、圧脈波センサ46の圧力検出素子によりそれぞれ検出された圧脈波に基づいて、たとえば図7に示すような圧脈波の振幅を示す振幅軸（縦軸）と上記圧力検出素子の位置を示す位置軸（横軸）との二次元座標において、その圧脈波の振幅と圧力検出素子の位置との関係を示す押圧面54における振幅分布曲線を求め、前記最適押圧位置制御手段76による最適押圧位置の設定時における振幅分布曲線の予め設定された中心線、すなわち最適押圧位置制御手段76により設定された中心位置圧力検出素子（アクティブエレメント）位置を中心とする、その後に実際に得られた振幅分布曲線の対称性のずれに基づいて橈骨動脈56の押圧面54に対する位置ずれを判定するのである。上記振幅分布曲線はトノグラムとも称されるものであって、橈骨動脈56との距離に反比例して振幅が低下するので、その振幅分布曲線の最大位置は橈骨動脈56の中

心と略一致する性質がある。

【0025】たとえば、上記動脈ずれ判定手段82は、前記振幅分布曲線のうちその中心線を挟む両側の所定区間の一対の面積のそれぞれの変化状態、たとえば前記最適押圧位置制御手段76による最適押圧位置の設定更新時或いは対応関係更新時における基準振幅分布曲線（基準トノグラム）の予め設定された中心線、すなわちその最適押圧位置制御手段76により設定された中心位置圧力検出素子（アクティブエレメント）位置を挟む両側の所定区間の一対の面積 $S_1$ および $S_2$ の差の変化、或いはそれら一対の面積 $S_1$ および $S_2$ の変化割合 $\Delta S_1 / S_1$ および $\Delta S_2 / S_2$ の差に基づいて動脈のずれを判定するものである。上記 $\Delta S_1$ および $\Delta S_2$ は、実際の振幅分布曲線における前記中心線を挟む両側の所定区間の面積変化分である。

【0026】押圧位置修正手段84は、前記推定血圧値決定手段74によって連続的に推定血圧を測定する過程で、上記動脈ずれ判定手段82により橈骨動脈56の脈波センサ46の押圧面54に対するずれが判定された場合には、前記最適押圧力制御手段80により圧脈波センサ46の押圧力が最適押圧力に維持されたままの状態

で、橈骨動脈56の位置ずれが減少するように、すなわち実際の振幅分布曲線の中心線が予め設定された中心位置圧力検出素子（アクティブエレメント）位置と一致するように、幅方向移動装置64に脈波センサ46を移動させる。

【0027】図8、図9は、上記演算制御装置28の制御作動の要部を説明するフローチャートであって、図8はメインルーチンを示し、図9は推定血圧の決定作動を連続的に実行中において圧脈波センサ46の押圧位置を修正する押圧位置修正制御ルーチンを示している。

【0028】図8のステップS1（以下、ステップを省略する。）では、初回のS1の実行であるか否か、および前回に対応関係が更新されてからの経過時間が十数分乃至数十分程度に予め設定されたキャリブレーション周期を超えたか否かが判断される。通常はそのS1の判断が否定されるので、S2において所定の押圧位置更新条件（APS起動条件）が成立したか否か、たとえば、圧脈波センサ46の押圧面54に配列された圧力検出素子のうちの最大振幅を検出するものが配列位置のうちの端部に位置する状態となったか否かが判断される。

【0029】橈骨動脈56に対する圧脈波センサ46の押圧位置が正常範囲であれば、上記S2の判断が否定されるので、S3において、たとえば図4の対応関係を変化させる程に圧脈波センサ46の押圧条件を変化させる体動が検出されたか否か、或いは監視血圧値MBPが前回のカフ10を用いて測定された血圧値BPに対して大幅に変化したか否かなどに基づいて、血圧監視のための対応関係を更新するための起動条件すなわちHDP起動条件が成立したか否かが判断される。

【0030】圧脈波センサ46の押圧条件に変化がなく、図4の対応関係が変化していないと考えられる場合は上記S3の判断が否定されるので、S8において1つの圧脈波が発生したか否かが圧脈波信号 $SM_i$ に基づいて判断される。このS8の判断が否定された場合はS1、S2、S3、S8が繰り返し実行させられることにより待機させられる。しかし、1つの圧脈波が入力され、S8の判断が肯定されると、前記推定血圧値決定手段74に対応するS9においては、最適押圧力 $P_{opt}$ にて押圧されている圧脈波センサ46からの圧脈波信号 $SM_i$ から、その波動の最高値 $P_{max}$ および最低値 $P_{min}$ が決定され、図4の対応関係からその圧脈波の最高値 $P_{max}$ および最低値 $P_{min}$ に基づいて最高血圧値 $MBP_{sys}$ および最低血圧値 $MBP_{dia}$ （推定血圧値）が決定されるとともに、その決定された推定血圧値が推定血圧値 $MBP$ の連続波形と共に表示器32に一拍毎に逐次表示される。

【0031】以上のステップが繰り返し実行されるうち、前回に対応関係が決定されてからの経過時間が予め設定されたキャリブレーション周期を超えると前記S1の判断が肯定されるので、S6においてカフ10を用いた血圧測定が実行された後、S7において対応関係が更新され、その後前記S8以下が実行される。すなわち、まず、前記血圧値測定手段70に対応するS6では、排気制御弁16を圧力供給状態に切り換え且つ空気ポンプ18を作動させてカフ10内の圧力を患者の予想される最高血圧値よりも高い目標圧力（たとえば180mmHg）まで昇圧した後、空気ポンプ18を停止させ且つ排気制御弁16を徐速排圧状態に切り換えてカフ10内の圧力を3mmHg/sec程度に予め定められた徐速降圧速度で下降させることにより、この徐速降圧過程で逐次得られる脈波信号 $SM_i$ が表す圧脈波の振幅の変化に基づいて、良く知られたオシロメトリック方式の血圧値決定アルゴリズムに従って最高血圧値 $BP_{sys}$ 、平均血圧値 $BP_{mean}$ 、および最低血圧値 $BP_{dia}$ （基準血圧値）が決定されるとともに、脈波間隔に基づいて脈搏数などが決定される。そして、その測定された血圧値および脈搏数などが表示器32に表示されるとともに、排気制御弁16が急速排圧状態に切り換えられてカフ10内が急速に排圧される。

【0032】次に、前記関係決定手段72に対応するS7では、圧脈波センサ46からの圧脈波の大きさ（絶対値すなわち圧脈波信号 $SM_i$ の大きさ）と上記S6において測定されたカフ10による血圧値 $BP_{sys}$ 、 $BP_{dia}$ との間の対応関係が求められ、更新される。すなわち、圧脈波センサ46からの圧脈波が1拍読み込まれ且つその圧脈波の最高値 $P_{max}$ および最低値 $P_{min}$ が決定されるとともに、それら圧脈波の最高値 $P_{max}$ および最低値 $P_{min}$ とS6にてカフ10により測定された最高血圧値 $BP_{sys}$ および最低血圧値 $BP_{dia}$ とに基づいて、

図4に示す圧脈波の大きさと血圧値との間の対応関係が決定されるのである。

【0033】前記圧脈波センサ46の橈骨動脈56に対する押圧位置が大きくずれ、押圧面54に配列された圧力検出素子のうちの最大振幅を検出するものが配列位置のうちの端部に位置するものとなった場合などの所定の押圧位置更新条件が成立した場合には、前記S2の判断が肯定されるので、前記最適押圧位置制御手段76に対応するS4のAPS制御ルーチンにおいて、図7の振幅分布曲線の最大振幅位置である中心位置圧力検出素子が押圧面54の略中央に位置させるための最適押圧位置が決定されるとともに、そのときの中心位置圧力検出素子がアクティブエレメントとして設定され、且つ圧脈波センサ46がその最適押圧位置に位置決めされた後、前記最適押圧力制御手段80に対応するS5のHDP制御ルーチンにおいて、圧脈波センサ46の押圧力が連続的に高められる過程で動脈56の真上に位置する中心位置圧力検出素子により検出される圧脈波の最大振幅が得られる押圧力が最適押圧力 $P_{opt}$ として決定され且つ更新された後、圧脈波センサ46の押圧力がその最適押圧力 $P_{opt}$ にて保持される。そして、圧脈波センサ46がその最適押圧力 $P_{opt}$ にて押圧された状態で、以後のS6以下が実行される。また、上記S2の判断が否定され、かつ前記S3の判断が肯定された場合には、上記S5のHDP制御ルーチン以下が実行される。

【0034】以下、上記メインルーチンにおいて、圧脈波センサ46の押圧力がその最適押圧力 $P_{opt}$ にて保持されて生体の血圧値が連続的に監視される作動中、すなわちS1、S2、S3、S8、S9が繰り返し実行される期間において、橈骨動脈56のずれが発生した場合に移動した橈骨動脈56を追跡してずれを解消するように圧脈波センサ46の押圧位置を修正する押圧位置修正制御ルーチンを、図9を用いて説明する。

【0035】図9のSS1では、関係決定手段72に対応するS7において図4に示す対応関係の更新（カフキャリブレーション）が実行されたか否か、或いは最適押圧力制御手段80に対応するS5において、圧脈波センサ46の最適押圧力 $P_{opt}$ が更新されたか否かが判断される。このSS1の判断が否定されたときには、圧脈波センサ46の押圧力がその最適押圧力 $P_{opt}$ に保持され、SS3以降が実行される。しかし、このSS1の判断が肯定された場合は、SS2において、基準振幅分布曲線（基準トノグラム）が記憶されるとともに、図7に示すように、その基準振幅分布曲線の中心線を挟む両側の所定領域の面積 $S_1$ 、および $S_2$ が算出される。

【0036】次いで、SS3では、変動値を除去するために、前回のずれ判定以後からそれまでに1拍毎に得られた振幅分布曲線（トノグラム）の平均演算が実行され、所定時間内で平均化された平均振幅分布曲線（平均トノグラム）が得られる。そして、SS4では、拍数を

計数する拍数カウンタCNの内容「N」が予め設定された判断基準値 $N_0$ 以上となったか否かが判断される。この判断基準値 $N_0$ は、ずれ判定周期に対応するものであり、数拍乃至十数拍に相当する値が設定される。このSS4では、前回のずれ判定以後からの経過時間が予め設定された判断基準時間に到達したか否かが判断されてもよい。

【0037】当初は上記SS4の判断が否定されるので、SS5において上記拍数カウンタCNの内容「N」に「1」が加算された後、前記SS3以下が再び実行される。そして、上記SS3乃至SS5が繰り返し実行されるうち、上記SS4の判断が肯定されると、前記動脈ずれ判定手段82に対応するSS6において、前記基準振幅分布曲線に対する平均振幅分布曲線の面積変化分 $\Delta S_L$ および $\Delta S_R$ がそれぞれ算出されるとともに、基準振幅分布曲線の中心線の左右の所定範囲内における面積変化率 $\Delta S_L / S_L$ および $\Delta S_R / S_R$ の差 $(\Delta S_L / S_L) - (\Delta S_R / S_R)$ に基づいて、橈骨動脈56の脈波センサ46の押圧面54に対するずれが発生したか否かが判断される。

【0038】たとえば、上記の差 $(\Delta S_L / S_L) - (\Delta S_R / S_R)$ が零またはその近傍の値であれば上記SS6の判断が否定されるので、SS7において脈波センサ46の橈骨動脈56を横断する方向の押圧位置がそれまでの位置に保持される。しかし、上記の差 $(\Delta S_L / S_L) - (\Delta S_R / S_R)$ が予め設定された絶対値以上の大きさの正の値若しくは負の値であれば上記SS6の判断が肯定されるので、前記押圧位置修正手段84に対応するSS8において、最適押圧力制御手段80(SS5)により圧脈波センサ46の押圧力が最適押圧力に維持されたままの状態、脈波センサ46が幅方向移動装置64によって橈骨動脈56の脈波センサ46の押圧面54に対するずれが減少する方向へ所定値だけ移動させられる。たとえば、上記の差 $(\Delta S_L / S_L) - (\Delta S_R / S_R)$ が正である場合には脈波センサ46が左側へすなわち橈骨側へ移動させられるが、負である場合には脈波センサ46が右側へすなわち腓側へ移動させられるのである。

【0039】上述のように、本実施例によれば、推定血圧を用いた連続的な血圧監視中において、動脈ずれ判定手段82(SS6)により橈骨動脈56の脈波センサ46の押圧面54に対するずれが判定された場合には、押圧位置修正手段84(SS8)によって、最適押圧力制御手段80(SS5)により圧脈波センサ46の押圧力が最適押圧力に維持されたままの状態、その脈波センサ46が移動させられる。このため、最適押圧位置確認作動や最適押圧力決定作動が起動させられることなく、橈骨動脈56の圧脈波センサ46の押圧面54の基準位置たとえば中心位置圧力検出素子に対

する位置ずれが解消されるので、速やかに血圧監視が継続される。

【0040】また、本実施例によれば、動脈ずれ判定手段82(SS6)は、前記最適押圧力制御手段80(SS5)により圧脈波センサ46の押圧力が前記最適押圧力に維持され且つ推定血圧値決定手段74(SS9)により生体の推定血圧値が決定されている状態で、圧脈波センサ46の複数の圧力検出素子により検出された圧脈波に基づいて、その圧脈波の振幅を示す振幅軸と上記圧力検出素子の位置を示す位置軸との二次元座標(図7)において、その圧脈波の振幅と圧力検出素子の位置との関係を示す押圧面54における振幅分布曲線すなわちトノグラムを求め、その振幅分布曲線の予め設定された中心線を中心とする対称性に基づいて前記動脈のその押圧面の基準位置に対する位置ずれを判定するものである。より具体的には、上記動脈ずれ判定手段82(SS6)は、上記振幅分布曲線のうち、前記中心線を挟む両側の所定区間の一対の面積のそれぞれの変化状態、たとえば最適押圧力制御手段80(SS5)により、押圧装置62により最適押圧力で圧脈波センサ46が押圧されたときの平均振幅分布曲線における前記中心線を挟む両側の所定区間の一対の面積 $S_L$ および $S_R$ の変化割合 $\Delta S_L / S_L$ および $\Delta S_R / S_R$ の差に基づいて動脈のずれを判定するものである。このため、比較的正確且つ容易に橈骨動脈56のずれを判定できる利点がある。

【0041】以上、本発明の一実施例を図面に基づいて説明したが、本発明はその他の態様においても適用される。

【0042】たとえば、前述の実施例では、脈波ずれ判定手段82(SS6)において、基準振幅分布曲線の中心線の左右の所定範囲内における面積変化率 $\Delta S_L / S_L$ および $\Delta S_R / S_R$ の差 $(\Delta S_L / S_L) - (\Delta S_R / S_R)$ に基づいて、動脈のずれが発生したか否かが判断されていたが、一対の面積 $S_L$ および $S_R$ の差、或いは面積増加分 $\Delta S_L$ および $\Delta S_R$ との比に基づいて動脈のずれが判定されても構わない。

【0043】また、前述の図9の実施例では、平均振幅分布曲線を算出するためのSS2、SS4、SS5が設けられていたが、必ずしも設けられていなくてもよい。

【0044】また、前述の実施例では、カフ10が上腕に装着され且つ圧脈波センサ46が橈骨動脈の圧脈波を検出するために手首に装着されていたが、カフ10が大腿部に巻回され且つ圧脈波センサ46がそのカフ10が巻回されていない側の脚部の足背動脈の圧脈波を検出するために足に装着されていてもよいのである。

【0045】また、前述の実施例において、押圧位置修正手段84によって橈骨動脈56のずれを減少させるために圧脈波センサ46の位置が変更された場合に、推定血圧が所定値或いは所定割合以上変化した場合には、前記血圧値決定手段70に対応するS6以下が自動的に実

施されるようにしてもよい。

【0046】また、前述の実施例の血圧値測定手段70は、所謂オシロメトリック方式で血圧を測定するように構成されていたが、コロトコフ音の発生時および消滅時のカフ圧を最高血圧値および最低血圧値として決定する所謂K音方式により血圧測定するものであっても差し支えない。

【0047】その他、本発明はその主旨を逸脱しない範囲において種々変更が加えられ得るものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例である血管追跡型連続血圧監視装置の構成を示すブロック図である。

【図2】図1の実施例の圧脈波検出ブロープを一部を切り欠いて説明する拡大図である。

【図3】図1の実施例の圧脈波センサにより検出される圧脈波を例示する図である。

【図4】図1の実施例において用いられる対応関係を例示する図である。

【図5】図1の実施例の制御装置の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【図6】図5の最適押圧力制御手段において決定される\*

\*最適押圧力を説明する図である。

【図7】図5の動脈ずれ判定手段におけるずれ判定の内容を説明する図である。

【図8】図1の実施例の制御装置の制御作動の要部を説明するフローチャートであって、メインルーチンを示している。

【図9】図8のメインルーチンと平行して繰り返し実行される動脈ずれ修正制御ルーチンを示すフローチャートである。

10 【符合の説明】

10 : カフ

42 : 手首 (生体)

46 : 圧脈波センサ

56 : 橈骨動脈 (動脈)

62 : 押圧装置

64 : 幅方向移動装置

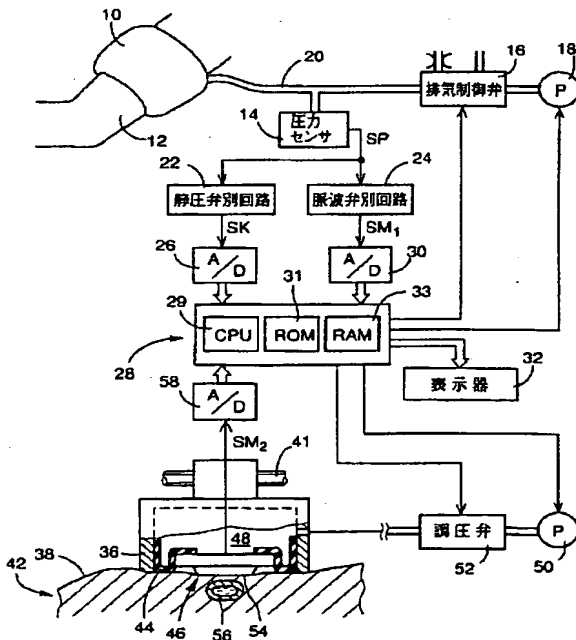
76 : 最適押圧位置制御手段

80 : 最適押圧力制御手段

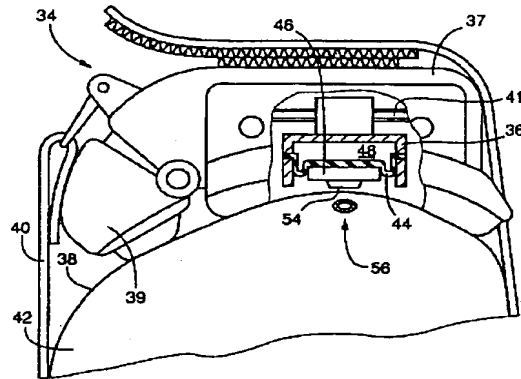
82 : 動脈ずれ判定手段

84 : 押圧位置修正手段

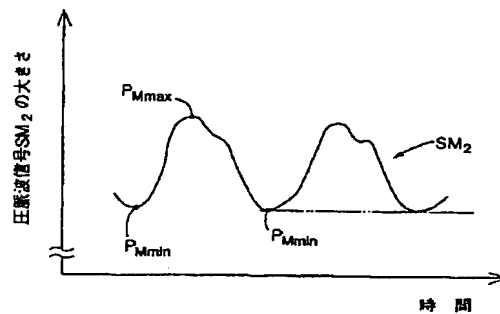
【図1】



【図2】

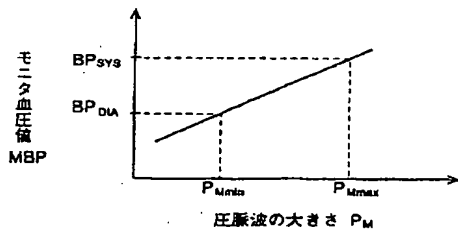


【図3】

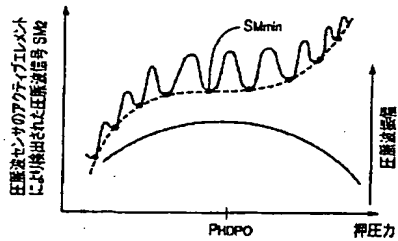




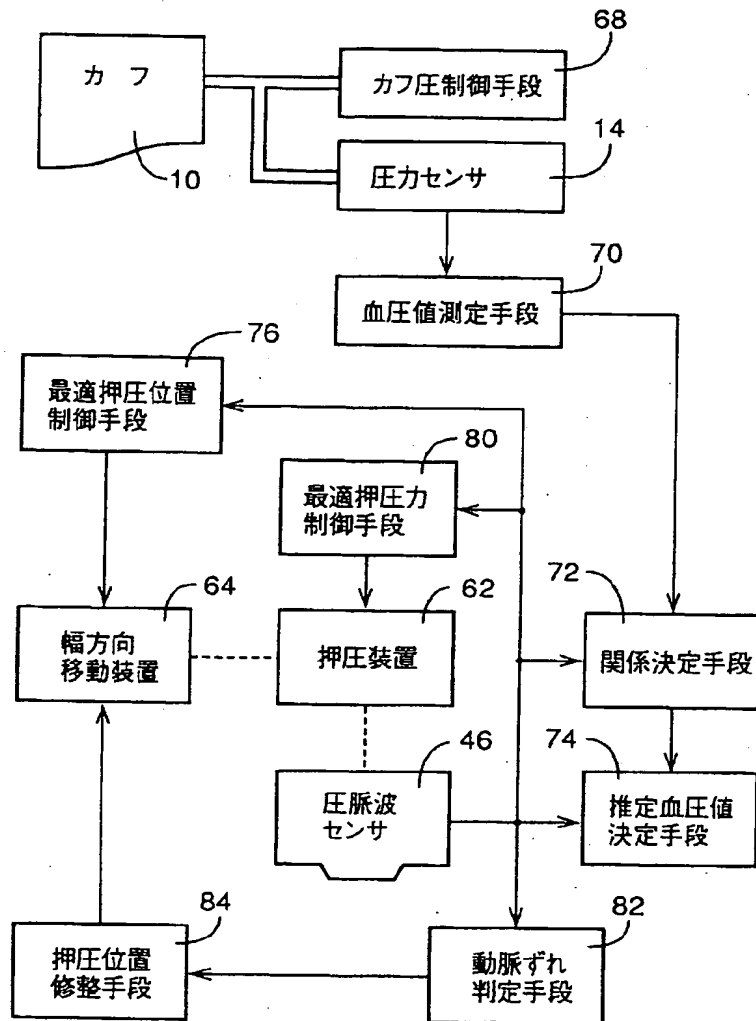
【図4】



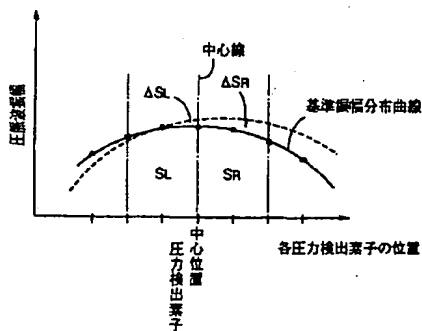
【図6】



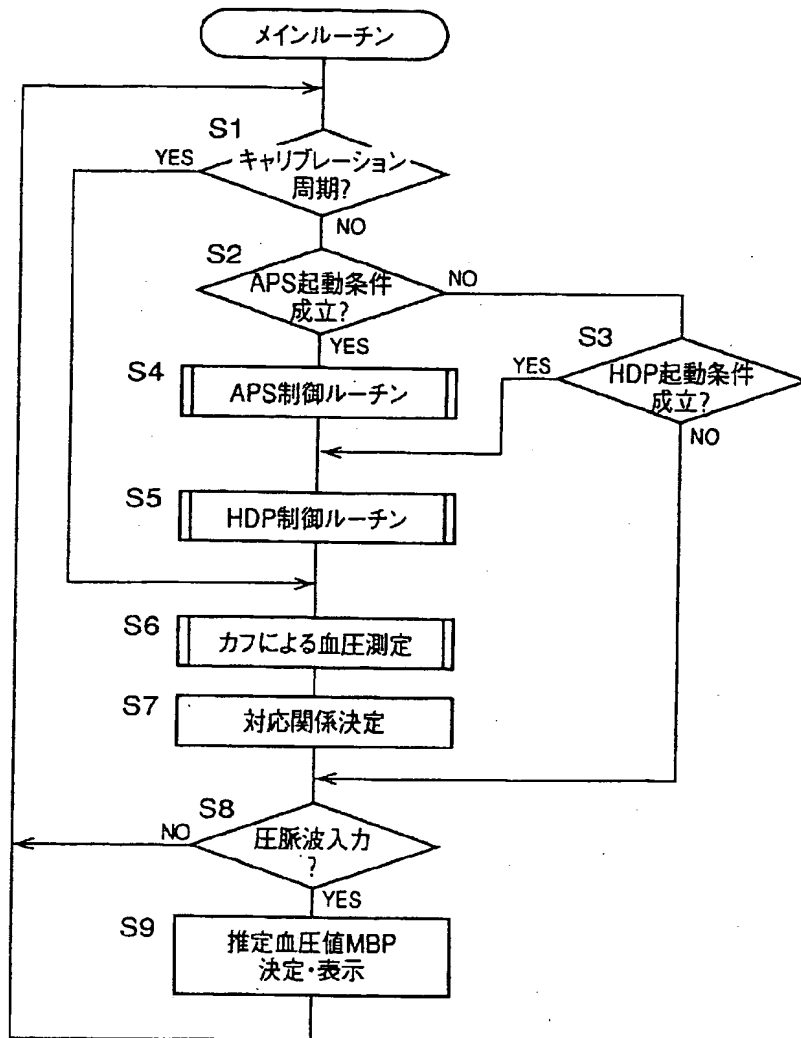
【図5】



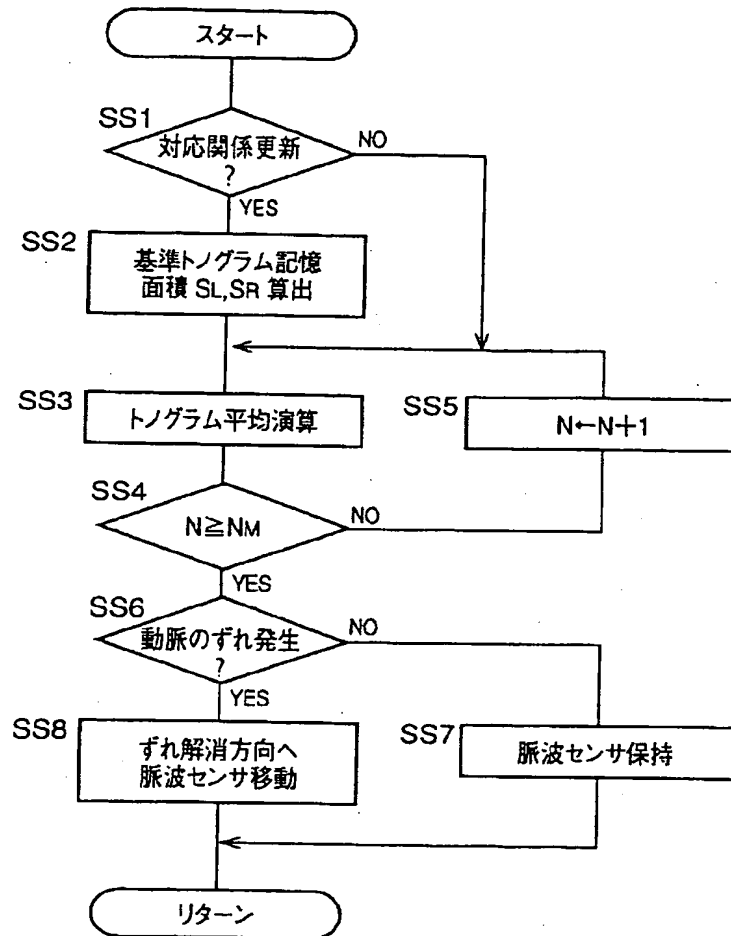
【図7】



【図8】



【図9】



**THIS PAGE BLANK (USPTO)**